

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 06-090933

(43)Date of publication of application : 05.04.1994

(51)Int.Cl. A61B 5/14
A61B 10/00

(21)Application number : 03-289094

(71)Applicant : HAMAMATSU PHOTONICS KK

(22)Date of filing : 08.10.1991

(72)Inventor : DEBITSUDO TOOMASU DERUFUI

(30)Priority

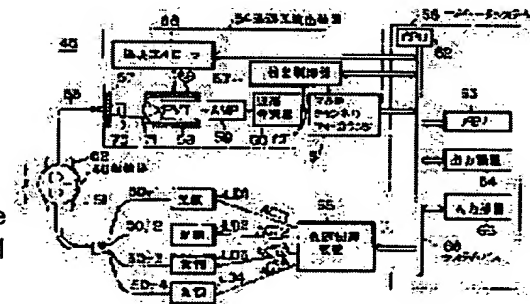
Priority number : 91 91300749 Priority date : 31.01.1991 Priority country : EP

(54) DIAGNOSTIC DEVICE

(57)Abstract:

PURPOSE: To exactly measure a variation in the oxygen quantity in the drain of a fetus, a new-born baby, etc., especially by allowing light of different wave-length to be made incident on an organ in a living body and analyzing its transmission light, and measuring and displaying a degree of oxygen saturation in blood of an examinee from a result of this analysis.

CONSTITUTION: The device is provided with light sources LD1-LD4 of a laser diode, etc., for outputting near infrared rays of four kinds of different wave-length λ_1 - λ_4 , respectively, and the head part 40 of an examinee is irradiated with those near infrared rays through optical fibers 50-1-50-4. Also, the near infrared rays which transmit through the head part 40 are derived to a transmission light detecting device 54 through an optical fiber 53, the number of photons is counted therein, and the transmission quantity of the near infrared rays is measured. A result of this transmission quantity is inputted to a computer system 56, the transmission light is analyzed, an operation is performed, and concentration variation ΔX_{O2} of an oxidation type medium in the brain, and a concentration variation ΔX of a deoxidation type medium are derived. Subsequently, $K \times \Delta X_{O2} (\Delta X + \Delta X_{O2})$ (K is a constant) is calculated, and its result is displayed.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 02.02.1998

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 3096331
[Date of registration] 04.08.2000
[Number of appeal against examiner's decision
of rejection]
[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]
[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19)日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号

特開平6-90933

(43)公開日 平成6年(1994)4月5日

(51)Int.Cl. ⁵	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/14	3 1 0	8932-4C		
10/00	E			

審査請求 未請求 請求項の数3(全 7 頁)

(21)出願番号 特願平3-289094

(22)出願日 平成3年(1991)10月8日

(31)優先権主張番号 9 1 3 0 0 7 4 9 . 8

(32)優先日 1991年1月31日

(33)優先権主張国 イギリス(GB)

(71)出願人 000236436

浜松ホトニクス株式会社

静岡県浜松市市野町1126番地の1

(72)発明者 デビッド トーマス デルフィ
イギリス国、ダブリューシー1イー 6ジ
エイエー、ロンドン、カパー ストリート
11-20、シロブシアー ハウス ファー
スト フロアー、シー/オー ユニバーシ
ティー、カレッジ ロンドン デパートメ
ント オブ メディカル フィジクス
アンド バイオエンジニアリング

(74)代理人 弁理士 小泉 伸 (外3名)

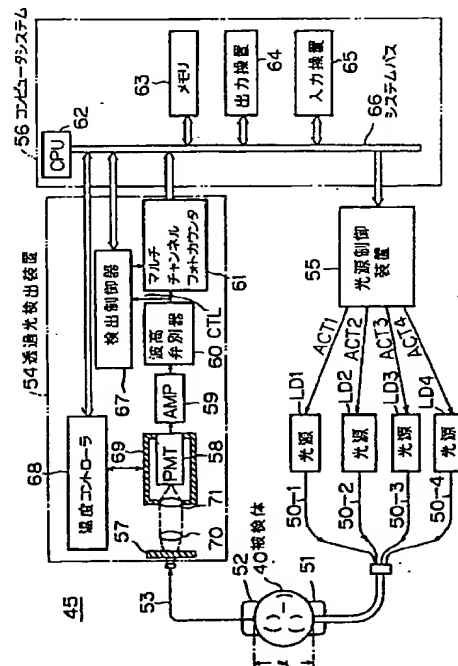
(54)【発明の名称】 診断装置

(57)【要約】

【目的】 被検体の血流量変化の前後にわたる酸化型媒体及び脱酸素型媒体の濃度変化を測定し、被検体の血液中の酸素飽和度を測定・表示し得る診断装置の提供を目的とする。

【構成】 異なった波長の光を発生させる光源と、該光を生体内器官に入射させその透過光を取り出す手段と、該透過光を解析し酸化型媒体と脱酸素型媒体の濃度変化を提供する手段と、該濃度変化に所定の演算を施す手段と、演算結果を表示する手段とから構成される。

【効果】 被検体の血液中の酸素飽和度を測定してこれを表示することができるので、測定結果を利用する臨床医にとって特に有意義である。



1

【特許請求の範囲】

【請求項1】 脳内の酸素量を測定するため診断装置であって、

異なった波長の光を発生させる光源と、

診断対象である脳に上記光を入射させ、該脳を透過した透過光を取り出す手段と、

上記透過光を解析し、演算を施し上記脳内の酸化型媒体の濃度変化 ΔX_{O_2} と脱酸素型媒体の濃度変化 ΔX を演算結果として提供する手段と、

$K \times \Delta X_{O_2} / \{\Delta X + \Delta X_{O_2}\}$ (Kは定数) という計算を実行する手段と、

上記計算結果を表示する手段とからなることを特徴とする診断装置。

【請求項2】 上記入射光が近赤外光であることを特徴とする請求項1記載の診断装置。

【請求項3】 異なった波長の光をそれぞれ所定期間繰返して脳に入射し、前記計算を $|\Delta X + \Delta X_{O_2}|$ の値が所定値以上になったときに行うようにしたことを特徴とする請求項1若しくは2記載の診断装置。

【発明の詳細な説明】

〔0001〕

【産業上の利用分野】 本発明は脳内の酸素を計測するオキシメータを有する診断装置に関し、詳しくは、検査対象物である人等の脳組織中の変化した血液量を検出し、その酸素飽和度を計測表示するモニタを具備したオキシメータを有する診断装置に関する。

〔0002〕

【従来の技術】 一般的に、脳組織等の体内器官の機能を診断する際に測定すべき重要なパラメータとしては、体内器官内の酸素量と体内の酸素利用度がある。体内器官への十分な酸素の供給は、胎児、新生児の生育に欠くことができないものであり、酸素の供給が十分でない場合には、胎児の胎内死亡率が高くなり、新生児の死亡率も増加する。また、酸素供給が不十分な状態ではたとえ新生児が生じたとしても重大な後遺症が残る可能性が高い。一般に、酸素の欠乏により体内のあらゆる器官が影響を受けるが、特に脳組織は大きな障害を受ける。

【0003】 このような体内器官例えば脳組織への酸素供給量を早期にかつ容易に測定するために、1981年8月4日に特許された米国特許第4,281,645号で開示されているような診断装置が開発されている。この種の診断装置では、血液中の酸素運搬媒体であるヘモグロビンと、酸化還元反応を行う細胞中のチトクロム a, a_3 とによる近赤外光の吸収スペクトルに基づいて、体内器官、特に脳の酸素量の変化を測定するようになっている。

【0004】 すなわち、波長範囲が700乃至1300nmの近赤外光は、図3(a)に示すように酸化型ヘモグロビン(HbO_2)と脱酸素型ヘモグロビン(Hb)とで異なる吸収スペクトル α_{HbO_2} ・ α_{Hb} を示し、また図

2

3(b)に示すように酸化されたチトクロム a, a_3 、(CyO_2)と還元されたチトクロム a, a_3 、(Cy)とで異なる吸収スペクトル α_{CyO_2} ・ α_{Cy} を示す。この

ような近赤外光の性質を利用して、患者の頭部の一方の側から4種類の異なる波長 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、 λ_4 (例えば775nm、800nm、825nm、850nm)の近赤外光を時分割で入射させ、頭部を透過した光量を頭部の他方の側で順次に検出する。これら4種類の検出結果に所定の演算処理を施すことで、4つの未知数、すなわち、酸化型ヘモグロビン(HbO_2)、脱酸素型ヘモグロビン(Hb)、酸化されたチトクロム a, a_3 、(CyO_2)、還元されたチトクロム a, a_3 、(Cy)のそれぞれの濃度変化量を算出し、これに基づいて例えば脳組織の酸素量の変化を測定するようになっている。

〔0005〕 図1はこのような診断装置45の概略構成図である。図1において従来の診断装置は、4種類の異なる波長 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、 λ_4 の近赤外光をそれぞれ出力するレーザダイオードなどの光源LD1乃至LD4と、光源LD1乃至LD4の出力タイミングを制御する光源制御装置55と、光源LD1乃至LD4から出力される近赤外光を被検体の頭部40にそれぞれ照射させるための光ファイバ50-1乃至50-4と、光ファイバ50-1乃至50-4の端部を互いに束にして保持する照射側取付具51と、照射用取付具51の取り付けられる側とは反対側の被検体の頭部40の所定位置に取り付けられる検出側取付具52と、検出側取付具52に保持され被検体の頭部40を透過した近赤外光を導く光ファイバ53と、光ファイバ53によって導かれた近赤外光の光子数を計数し近赤外光の透過量を測定する透過光検出装置54と、診断装置全体を制御し、さらに近赤外光の透過量に基づき脳組織の酸素の変化量を測定するコンピュータシステム56とからなっている。

〔0006〕 コンピュータシステム56は、プロセッサ62と、メモリ63と、ディスプレイ、プリンタなどの出力装置64と、キーボードなどの入力装置65とを備えており、これらはシステムバス66によって互いに接続されている。またコンピュータシステム56のシステムバス66には、外部I/Oとして、光源制御装置55と、透過光検出装置54とが接続されている。

〔0007〕 光源制御装置55は、コンピュータシステム56からの指示により、図2に示すような駆動信号ACT1乃至ACT4で光源LD1乃至LD4を駆動している。図2において1測定期間 M_k ($k=1, 2, \dots$)は、N回のサイクルCY1乃至CYNからなっている。サイクルCY1乃至CYNのうちの任意のサイクルCYnのフェーズ ϕ_{n1} では、いずれの光源LD1乃至LD4も駆動されず、被検体の頭部40には光源LD1乃至LD4からの近赤外光は照射されない。またフェーズ ϕ_{n2} では、光源LD1が駆動され、光源LD1か

ら例えば775nmの近赤外光が出力される。同様にフェーズφ_{n3}では光源LD2が駆動されて光源LD2から例えば800nmの近赤外光が出力され、フェーズφ_{n4}では光源LD3が駆動されて光源LD3から例えば825nmの近赤外光が出力され、フェーズφ_{n5}では光源LD4が駆動されて光源LD4から例えば850nmの近赤外光が出力される。このように光源制御装置55は、光源LD1乃至LD4を時分割で順次に駆動するようになっている。

【0008】また透過光検出装置54は、光ファイバ53からの近赤外光の光量を調節するフィルタ57と、レンズ70、71と、フィルタ57からの光をパルス電流に変換して出力する光電子増倍管(PMT)58と、光電子増倍管58からのパルス電流を増幅する増幅器(AMP)59と、増幅器59からの電流のうちで所定の波高しきい値以下のパルス電流を取り除く波高弁別器60と、チャンネルごとの光子数頻度を検出するマルチチャンネルフォトンカウンタ61と、マルチチャンネルフォトンカウンタ61の検出期間を制御する例えば検出制御器67と、光電子増倍管58を收容しているクーラ69の温度を調節する温度コントローラ68とを備えている。

【0009】このような構成の診断装置では、使用に際して、照射側取付具51と検出側取付具52とが被検体の頭部40の所定位置にテープなどによりしっかりと取り付けられる。次いで光源制御装置55により光源LD1乃至LD4を図2のようにそれぞれ駆動すると、光源LD1乃至LD4からは4種類の異なる波長の近赤外光が時分割で順次に出力され、光ファイバ50-1乃至50-4を介して被検体の頭部40に入射する。被検体の頭部40の骨や柔らかな組織は、近赤外光を透過させる性質を有している。このため、被検体の頭部40に入射した近赤外光は該頭部40内で血液中のヘモグロビン、細胞内のチトクロムa、a₃により部分的に吸収された後、頭部40の反対側へと透過し、光ファイバ53内に導かれ、更に、光ファイバ53から透過光検出装置54に導入される。なお、光源LD1乃至LD4のいずれもが駆動されないフェーズφ_{n1}では透過光検出装置54には光源LD1乃至LD4からの透過光は入射せず、このときには透過光検出装置54においてダーク光の検出が行われる。

【0010】透過光検出装置54の光電子増倍管58は、高感度、高応答速度で動作するフォトンカウンティング用のものである。光電子増倍管58の出力パルス電流は増幅器59を介して波高弁別器60に入力する。波高弁別器60では、所定の波高しきい値以下のノイズ成分を取り除き信号パルスだけをマルチチャンネルフォトン

カウンタ61に入力させるようになっている。マルチチャンネルフォトンカウンタ61は、検出制御装置67からの図2に示すような制御信号CTLにより、図2に示すような光源LD1乃至LD4の駆動信号ACT1乃至ACT4に同期した期間T、だけ光子数の検出を行い、光ファイバ53から入射した光に対して各波長ごとの検出フォトン数を計数する。これにより近赤外光の各波長ごとの透過量データが求められる。

【0011】すなわち、図2に示すように、光源制御装置55の1つのサイクルCY_n中、フェーズφ_{n1}では、光源LD1乃至LD4のいずれもが駆動されないの、透過光検出装置54ではダーク光データdが計数される。またフェーズφ_{n1}乃至φ_{n5}では光源LD1乃至LD4が時分割で順次に駆動されるので、透過光検出装置54では、4つの異なる波長λ₁、λ₂、λ₃、λ₄の近赤外光の透過量データt_{λ₁}、t_{λ₂}、t_{λ₃}、t_{λ₄}が順次に計数される。このように、1つのサイクルCY_n中に順次計数されるダーク光データdおよび透過量データt_{λ₁}、t_{λ₂}、t_{λ₃}、t_{λ₄}は、N回のサイクルCY₁乃至CY_Nにわたって計数が続けられる。すなわちN回のサイクルをもって、1測定期間M_k (k=1、2、...)とされる。具体的には、例えば1つのサイクルCY_nが200μ秒でありNが10000回であるとすると、1測定期間M_kは2秒となる。1測定期間M_kが終了した時点で、ダーク光データの計数結果、数式1、および透過量データの計数結果、数式2がコンピュータシステム56に転送され、メモリ63に記憶される。

【0012】

【数1】

$$D = \sum_{n=1}^N \frac{d}{CYn}$$

【0013】

【数2】

$$T_{\lambda 1}, T_{\lambda 2}, T_{\lambda 3}, T_{\lambda 4} = \sum_{n=1}^N \frac{t_{\lambda j}}{CYn}$$

【0014】プロセッサ62は、1測定期間M_kにおいてメモリ63に記憶された透過量データ、ダーク光データ(T_{λ₁}、T_{λ₂}、T_{λ₃}、T_{λ₄}、D)_{nk}と、測定開始時M₀における透過量データ、ダーク光データ(T_{λ₁}、T_{λ₂}、T_{λ₃}、T_{λ₄}、D)_{n0}とから、ダーク減算を行い、しかる後に透過量の変化率ΔT_{λ₁}、ΔT_{λ₂}、ΔT_{λ₃}、ΔT_{λ₄}を算出する。すなわち透過量の変化率ΔT_{λ₁}、ΔT_{λ₂}、ΔT_{λ₃}、ΔT_{λ₄}は、

$$\Delta T_{\lambda j} = \log \left[\frac{(T_{\lambda j} - D)_{nk}}{(T_{\lambda j} - D)_{n0}} \right] \quad (j = 1 \sim 4) \quad (1)$$

として算出される。なお、ΔT_{λ_j}の算出において対数をとっているのは、光学密度としての変化を表すためで

ある。

【0015】このようにして算出された透過量の変化率

$\Delta T\lambda_1$ 、 $\Delta T\lambda_2$ 、 $\Delta T\lambda_3$ 、 $\Delta T\lambda_4$ から、酸化型ヘモグロビン (HbO_2)、脱酸素型ヘモグロビン (Hb)、酸化されたチトクロム a 、 a_3 (CyO_2)、還元されたチトクロム a 、 a_3 (Cy) の濃度変化 ΔX_{HbO_2} 、 ΔX_{Hb} 、 ΔX_{CyO_2} 、 ΔX_{Cy} をそれぞれ検出することができる。すなわち各成分の濃度変化 ΔX_{HbO_2} 、 ΔX_{Hb} 、 ΔX_{CyO_2} 、 ΔX_{Cy} は、数式3として検出される。ここで α_{ij} は、各波長 λ_j (λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、 λ_4) における各成分 i (HbO_2 、 Hb 、 CyO_2 、 Cy) の呼吸係数であり、図3(a)、(b) から予め定まっている。また l は、近赤外光が進行する方向の頭部の長さである。

【0016】

【数3】

$$\Delta X_i = \sum_{j=1}^4 (\alpha_{ij})^{-1} \frac{\Delta T_{\lambda_j}}{l}$$

【0017】このようにしてコンピュータシステム56において検出された各成分の濃度変化 ΔX_{HbO_2} 、 ΔX_{Hb} 、 ΔX_{CyO_2} 、 ΔX_{Cy} は、換言すれば脳内の酸素量の変化であるので、これらを出力装置64に出力させることで、脳内の酸素量の変化を知り診断することができる。

【0018】尚、測定される吸収スペクトルは主に血液中のヘモグロビンに起因するものが大部分で、チトクロムに起因するものは非常に少ない。これは体内のヘモグロビン濃度がチトクロムに比べて数倍以上であることと、ヘモグロビンに比べチトクロムは酸素親和力が大きいことによる。このため、測定によって得られる測定対象の体内器官内の酸素量変化は、主に血液中のヘモグロビンの濃度変化によるものとみなされる。

【0019】

【発明が解決しようとする課題】ここで臨床的には脳等の体内器官を通過する血液の実際の酸素飽和度の測定が要請されていた。しかし、上記のような従来の診断装置では、酸化型ヘモグロビン (HbO_2)、脱酸素型ヘモグロビン (Hb)、酸化されたチトクロム a 、 a_3 (CyO_2)、還元されたチトクロム a 、 a_3 (Cy) の濃度変化を測定し、表示することは可能であるが、被検体の血液中の酸素飽和度そのものを測定することは不可能であった。

【0020】本発明は上記のような従来型の診断装置を使用して被検体である脳の血液量変化の前後にわたる酸化型ヘモグロビン (HbO_2)、脱酸素型ヘモグロビン (Hb) の濃度変化を測定し、この測定結果に基づいて被検体である脳内の変化した血液量についての酸素飽和度を計算し、該診断装置の出力装置にその計算結果を表示させることが可能な診断装置を提供することを目的とするものである。

【0021】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、本発明は脳内の酸素量を測定するための診断装置であって、異なった波長の光を発生させる光源と、診断対象である脳に上記光を入射させ、該脳を透過した入射光を取り出す手段と、上記取り出された光を解析し、演算を施し上記脳内の酸化型媒体の濃度変化 ΔX_{O_2} と脱酸素型媒体の濃度変化 ΔX を演算結果として提供する手段と、 $K \times \Delta X_{O_2} / \{\Delta X + \Delta X_{O_2}\}$ (K は定数) という計算を施す手段と、上記計算結果を表示する手段とからなる診断装置を提供するものである。

【0022】前記診断装置において、上記入射光は近赤外光であり、また、異なった波長の光をそれぞれ所定期間繰り返して脳に入射し、前記計算を $|\Delta X + \Delta X_{O_2}|$ の値が所定値以上になったときに行うようにしている。

【0023】

【作用】上記構成の本発明によれば、酸化型媒体及び脱酸素型媒体の濃度変化より、血液量が変化し $|\Delta X + \Delta X_{O_2}|$ した時、その変化した分についての酸素飽和度を算出し、算出結果を表示手段に表示する。

【0024】

【実施例】まず本発明の基本的な原理を説明する。前述のように、臨床的には脳等の体内器官の血液の酸素飽和度を測定したいとの要請があった。

【0025】しかし、従来の診断装置では、酸化型ヘモグロビン (HbO_2)、脱酸素型ヘモグロビン (Hb) 等の濃度変化を測定し、表示することは可能である。そこで、本発明は脳の血液量が増加若しくは減少する前後の酸化型ヘモグロビン (HbO_2)、脱酸素型ヘモグロビン (HbO) の濃度変化を従来の診断装置で測定し、この測定結果に基づいて上記増加若しくは減少した血液の酸素飽和度を計算・出力するものである。

【0026】以下、実施例に従って本発明を更に詳細に説明する。本発明の診断装置は基本的には上述した従来型の診断装置と同一の構成を有する。即ち 異なった波長の光を発生させる光源LD1乃至LD4と、診断対象の脳に上記光を入射させ該脳を透過した透過光を取り出す手段と、上記透過光を解析し、演算を施し上記脳内の酸化型媒体の濃度変化 ΔX_{O_2} と脱酸素型媒体の濃度変化 ΔX を演算結果として提供する手段とを有している。従来の診断装置と異なる点は、検出された酸化型及び脱酸素型ヘモグロビンの濃度変化に基づいて、変化した血液についての酸素飽和度を算出する点である。

【0027】図5Aは脳内血量 (CBV) の増加による酸化型及び脱酸素型ヘモグロビンの変化量 (割合) $\Delta \{HbO_2\}$ 及び $\Delta \{Hb\}$ を示すグラフである。増加した脳内血量CBVと、 $\Delta \{Hb\}$ 及び $\Delta \{HbO_2\}$ から増加した血流中の酸素飽和度が求められる。一方、図5Bは脳内血量CBVの減少による酸化型及び脱酸素

型ヘモグロビンの変化量(割合) $\Delta \{HbO_2\}$ 及び $\Delta \{Hb\}$ を示すグラフである。減少した脳内血流量 CBV と、 $\Delta \{Hb\}$ 及び $\Delta \{HbO_2\}$ から減少した血流中の酸素飽和度が求められる。

【0028】即ち、血流量が増加若しくは減少した場合、増加若しくは減少した血流中の酸素飽和度 ΔSaO_2 *

$$\Delta SaO_2 = K \times \Delta [X_{HbO_2}] / \{\Delta [X_{Hb}] + \Delta [X_{HbO_2}]\} \cdots (2)$$

ここで、 K は定数であり、通常はパーセント表示のため $K = 100$ が適用される。

【0029】酸素飽和度を求めるための計算は図4のフローチャートに従ってCPU62によって行われるものである。以下の説明は、期間 M_1 に計測された $\Delta [X_{HbO_2}]$ 及び $\Delta [X_{Hb}]$ に関する値が、計測終了後直ちにメモリ63の記憶領域 S_i に記憶されるものとする。

【0030】以下、図4を参照しながら計算過程を説明する。ステップS1では $\Delta [X_{HbO_2}]$ 及び $\Delta [X_{Hb}]$ に関する値がメモリ63の記憶領域 S_i からCPU62に読み出される。ステップS2では $\Delta [X_{Hb}] + \Delta [X_{HbO_2}]$ の加算が行われる、これは上記の式(2)の分母の計算に該当する。このステップS2における計算結果は脳内の血流量 $|\Delta CBV|$ の変化を示すものである。

【0031】ステップS3でCPUは一時的に上記の $|\Delta CBV|$ の値をメモリ63内の適当な場所に記憶させる。次に、ステップS4でCPUはその値を読みだし、 $|\Delta CBV|$ が所定のしきい値 Th より大きいかなんかを判定する。ここで、 $|\Delta CBV|$ が所定のしきい値 Th より大きくない、即ちNOと判断されたときはステップS5に進む。

【0032】ステップS5では次の測定期間 M_{i+1} における $\Delta [X_{HbO_2}]$ 及び $\Delta [X_{Hb}]$ の測定が行われ、この値がメモリ63の記憶領域 S_{i+1} に記憶される。ステップS6では i をインクリメントし、記憶領域 S_{i+1} が指定され、ステップS4で $|\Delta CBV|$ が所定のしきい値 Th より大きい、即ちYESとの判断がなされるまでステップS1からステップS4までの動作が繰り返される。

【0033】 $|\Delta CBV_{i+1}|$ が所定のしきい値 Th と同じ若しくはそれより大きいと判断されたときはステップS7に進む。ステップS7でCPUはステップS2で

*₂ は酸化型ヘモグロビン (HbO_2) と脱酸素型ヘモグロビン (Hb) のそれぞれの濃度変化 $\Delta [X_{HbO_2}]$ 及び $\Delta [X_{Hb}]$ の和に対する酸化型ヘモグロビン (HbO_2) の濃度変化 $[X_{HbO_2}]$ として定義されるものであり、以下の式により表される。

※う。次にステップS8ではこのステップS7での計算結果が出力装置64に表示される。

【0034】

【効果】本発明では、上記のように、異なった波長の近赤外光が所定時間にわたって被検体である脳に入射される。そして、 $|\Delta [X_{HbO_2}] + \Delta [X_{Hb}]|$ の値がしきい値以上であるときは所定の計算が行われ、その結果誤差の極めて少ない信頼性の高いデータが得られる。

【0035】この結果、被検体である脳の血流量変化の前後にわたる酸化型ヘモグロビン (HbO_2)、脱酸素型ヘモグロビン (Hb) の濃度変化を測定することにより、この測定結果に基づいて被検体である脳の変化した血液について酸素飽和度が計算され、該計算結果が出力装置によって表示される。従って、臨床医は測定終了後直ちに酸素飽和度を知ることができ診断を行う上で効率的となる効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の診断装置の概略図

【図2】光源駆動信号のタイミングチャート

【図3A】酸化型ヘモグロビン及び脱酸素型ヘモグロビンの吸収スペクトルを示すグラフ

30 【図3B】酸化型チトクロム及び脱酸素型チトクロムの吸収スペクトルを示すグラフ

【図4】酸素飽和度を算出するためのフローチャート

【図5A】脳内血流量 CBV が増加した際の酸化型及び脱酸素型ヘモグロビンの変化を示すグラフ

【図5B】脳内血流量 CBV の減少した際の酸化型及び脱酸素型ヘモグロビンの変化を示すグラフ

【符号の説明】

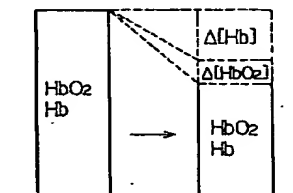
45 診断装置

54 透過光検出装置

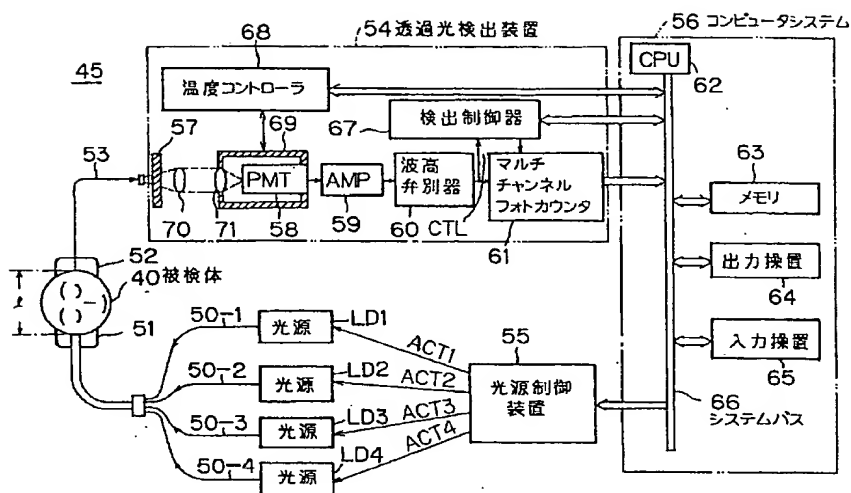
55 光源制御装置

56 コンピュータシステム

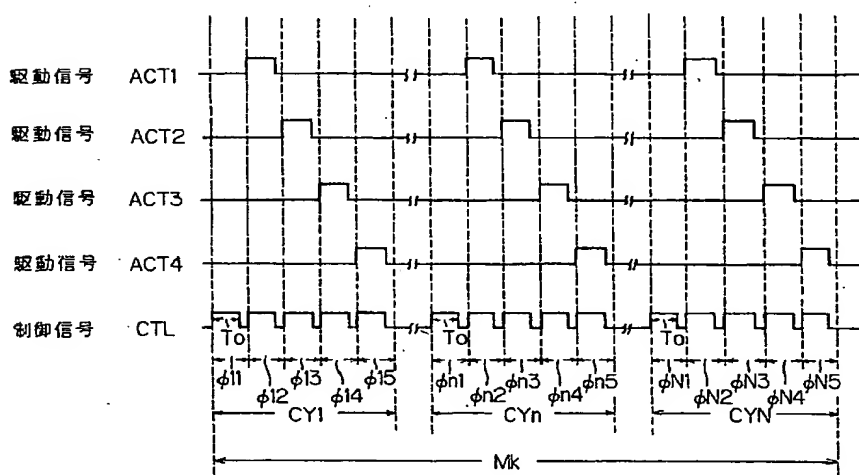
【図5B】



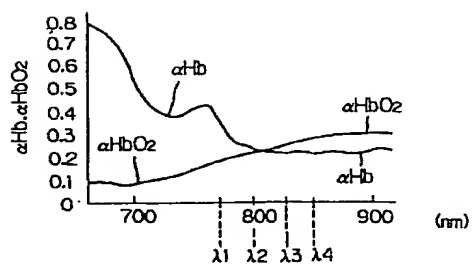
〔図1〕



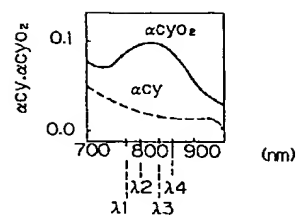
〔図2〕



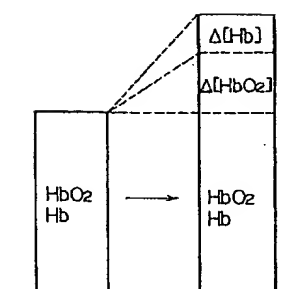
〔図3A〕



〔図3B〕



〔図5A〕



【図4】

